

BEST AVAILABLE COPY

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 2001-299699

(43)Date of publication of application : 30.10.2001

(51)Int.Cl.

A61B 1/24
 A61B 1/00
 A61C 3/03
 A61C 19/00
 A61C 19/06
 G01N 21/64

(21)Application number : 2001-076098

(71)Applicant : KALTENBACH & VOIGT GMBH & CO

(22)Date of filing : 16.03.2001

(72)Inventor : HACK ALEXANDER

(30)Priority

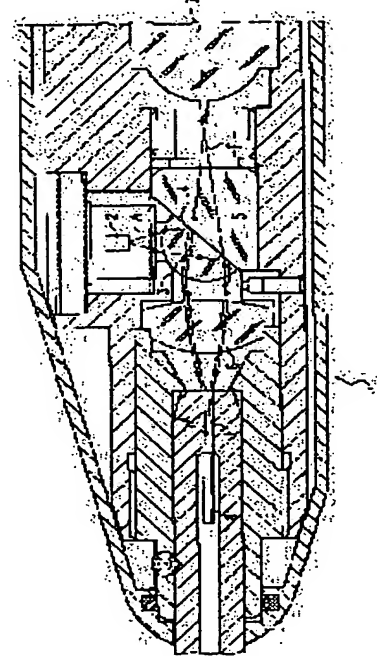
Priority number : 2000 10013210 Priority date : 17.03.2000 Priority country : DE

(54) DEVICE FOR IDENTIFYING CARIES, PLAQUE, BACTERIAL INFECTION, CALCULUS, DENTAL CALCULUS, AND OTHER FLUORESCENT MATERIAL ON TOOTH

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To provide a device for identifying caries, plaque, bacterial infection, calculi, dental calculi, and other fluorescent materials on teeth.

SOLUTION: The device comprises a means 2 for generating stimulation light A guided to an examined teeth-tissue region, a detecting means 7 and evaluating means for detecting fluorescence F generated in the irradiated teeth-tissue region in response to the irradiation and evaluating the fluorescence, and a beam splitter disposed in a light passage between the means 2 and the examined teeth-tissue region and formed substantially of the flat plane side 4 on the rear of a hemispherical lens 3. The beam splitter reflects the stimulation light A in the direction of the teeth-tissue region and substantially transmits the fluorescence F. By this method, an optical diagnostic apparatus evicently smaller than a current one can be provided.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

* NOTICES *

JPO and NCIP are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

1.This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.

2.**** shows the word which can not be translated.

3.In the drawings, any words are not translated.

CLAIMS

[Claim(s)]

[Claim 1] A means to generate the stimulus light (stimulating radiation) (A) led to the gear-tooth-fabric domain (tooth-tissue region) investigated (2), The fluorescence (fluorescent radiation) (F) generated by the gear-tooth-fabric domain irradiated by answering an exposure is detected. In the optical path between a means (2) to have the detection means (7) and the evaluation means of evaluating, and to generate said stimulus light (A), and said gear-tooth-fabric domain investigated Reflect said stimulus light (A) in the direction of said gear-tooth-fabric domain, and the beam splitter (4) which makes said fluorescence (F) penetrate substantially is offered. Said beam splitter is equipment which identifies infection of the dental caries which has the description of being substantially formed of (4) the flat-surface side behind a hemispherical lens (3), a plaque, and bacteria, a calculus, a dental calculus, and the fluorescence matter on other gear teeth.

[Claim 2] A means to generate the stimulus light (A) led to the gear-tooth-fabric domain investigated (2), The fluorescence (F) generated by the gear-tooth-fabric domain irradiated by answering an exposure is detected. In the optical path between a means (2) to have the detection means (7) and the evaluation means of evaluating, and to generate said stimulus light (A), and said gear-tooth-fabric domain investigated Reflect said stimulus light (A) in the direction of said gear-tooth-fabric domain, and the beam splitter (4) which makes said fluorescence (F) penetrate substantially is offered. The dental caries which has the description that a means (2) to generate said stimulus light (A) has coalesced in the dentistry handpiece (dental handpiece) (1, 10, 30) with said beam splitter (4), Equipment which identifies infection of a plaque and bacteria, a calculus, a dental calculus, and the fluorescence matter on other gear teeth.

[Claim 3] Said beam splitter is equipment according to claim 2 which has the description of being substantially formed of (4) the flat-surface side behind a hemispherical lens (3).

[Claim 4] Equipment according to claim 1 to 3 which has a probe (probe) (11) for the **** diagnosis inserted in the tooth sac (tooth pocket) of the gear tooth investigated, and has the description that dissociate from optical coupling and said stimulus light (A) is led to said gear-tooth-fabric domain investigated in the tip (17) of the probe.

[Claim 5] Said probe (11) is equipment according to claim 4 which has the description of consisting of an ingredient which guides light and having the form of a **** probe, a cone (cone), or a light wedge (light wedge).

[Claim 6] Said probe (11) is equipment according to claim 4 or 5 which has the description of having an indicator or a graduation in the exterior.

[Claim 7] Said probe (11) is equipment according to claim 4 to 6 which has the description of being carried by the approach of having elasticity in shaft orientations.

[Claim 8] Equipment according to claim 4 to 7 which has the description of having a flexible light guide (19) in order to combine said stimulus light (A) with the tip (17) of said probe, and the edge of a probe (11) in which the opposite side is located.

[Claim 9]

* NOTICES *

JPO and NCIP are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

- 1.This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
- 2.**** shows the word which can not be translated.
- 3.In the drawings, any words are not translated.

DETAILED DESCRIPTION

[Detailed Description of the Invention]

[0001] This invention relates to the equipment which identifies infection of the dental caries and plaque concerning the above sentence of claim 1, and bacteria, a calculus, a dental calculus, and the fluorescence matter on other gear teeth.

[0002] The repeat proposal of the equipment which can confirm existence of dental dental caries by the non-contact method by the help in recent years has been made. About this, ideally, the gear-tooth-fabric domain (tooth-tissueregion) of the schedule investigated can irradiate light in the source of the homogeneous light, answers it, and fluorescence (fluorescent radiation) generates it in the field in which light was irradiated. It is evaluated after that using the fact that this fluorescence differs from the spectrum to which a gear-tooth-fabric domain with the healthy fluorescence spectrum of the gear-tooth-fabric domain of dental caries corresponds clearly. For example, in the spectral region (about 550 to 650nm) of the red of the gear tooth infected with dental caries or a plaque, the reinforcement of fluorescence is clearly higher than the case of a healthy gear tooth. The gear-tooth-fabric domain of dental caries may be absolutely discriminated from a healthy gear-tooth-fabric domain in this way by help of a simple and non-contact search procedure using suitable detection and an evaluation means.

[0003] This kind of equipment is DE. 297 04 185 U1 or DE197 09 500 It is indicated by C1. In the 1st example, they have the HeNe laser which generates a generation facility of stimulus light (stimulating radiation), for example, the stimulus light of the wavelength of the field between 600nm and 670nm. It passes along the optical system which consists of two or more lenses or mirrors, and is combined with a light guide system, and stimulus light is led to the gear-tooth-fabric domain investigated through a light guide system. DE 197 09 500 A light guide system consists of a light guide which the optical probe (probe) which serves as a means which separates light from association and is led to a desired field from the light source extends to the tip of the handpiece (handpiece) with which the edge was equipped with the equipment indicated by C1. Through the tip of an optical probe, it returns to a light guide system, and combines with it, and the fluorescence produced as a result in the gear-tooth-fabric domain by which light was irradiated is transmitted to detection equipment. Since both light guide systems are usually used for transmitting stimulus light and fluorescence to coincidence, in order that they may separate two kinds of light mutually and may supply fluorescence to a detection means, a beam splitter is arranged in the light source of stimulus light, and the optical path between the gear-tooth-fabric domains investigated.

[0004] Make a light guide system combine stimulus light with the component of above-mentioned optical diagnostic equipment, especially the generation means of stimulus light. With or the optical system containing the beam splitter for separating fluorescence from optical coupling Since it had a certain magnitude, usually two kinds of light was transmitted from the dental handpiece or the dental handpiece by help of the supply pipe with which these components are conventionally arranged in a central unit, and one or the light guide beyond it is arranged.

[0005] It is the approach which is equally simple about those structures in the equipment which the former known of infection of dental caries, a plaque, and bacteria, a calculus, a dental calculus, and the fluorescence matter on other gear teeth identifies, and may be realized so that

space may be excluded, and improving is the purpose of this invention.

[0006] This purpose is generally attained by coalesce of a component according to this invention.

[0007] The above-mentioned purpose is attained by the equipment which has the description of claim 1 according to one aspect of affairs of this invention. The beam splitter by which this equipment is arranged in the optical path between the generating means of stimulus light and the gear-tooth-fabric domain by which it is investigated is identified according to the fact of being substantially formed of the flat backside of a hemispherical lens. The flat backside is reflected in the direction of a gear-tooth-fabric domain in which stimulus light is investigated, and without barring fluorescence substantially by one side, it is formed so that it may be passed. Since the front face which has the curved surface of a hemispherical lens has the effectiveness of connecting a focus to coincidence, stimulus light can be combined with a light guide system by the help, and the additional optical means for it can be excluded by it. Progress of the optical diagnostic equipment according to this invention is discriminated from that simple structure in this way in relation to it by possibility of saying that it can design greatly regardless of effect from the external world. Therefore, the possibility of arranging the important component of equipment directly but [not in the central unit separated from handpiece like before] in the handpiece itself exists additionally similarly.

[0008] The effectiveness of the beam division by the side of the flat surface of a hemispherical lens is attained as follows preferably. That is, a flat-surface side has coating made to penetrate, without barring the light of the frequency domain of the fluorescence which reflected the light of the frequency of excitation light and was generated. For detection and evaluation of fluorescence, preferably [it is not required, and / in order to remove with a filter the part which may be blocked by the better approach], the flat-surface side of a hemispherical lens is adjoined and a light filter exists. Since only this has a very small dimension, therefore it can coalesce in the handpiece easily, in order that a laser diode may generate stimulus light, it is used preferably. Furthermore, in order to detect fluorescence, a detection means may have the photodiode arranged behind a light filter.

[0009] It depends on the range of application of the optical diagnostic approach for the approach led to the gear-tooth-fabric domain by which the stimulus light of the light source is investigated. To this, it argues about two or more possibility as follows.

[0010] The equipment according to this invention can be used for the serious advantageous approach for example, in a **** diagnosis. For this reason, it has the optical probe inserted into the tooth sac (tooth pocket) of the gear tooth investigated at the tip of the handpiece. In the tip of a probe, it dissociates from optical coupling and stimulus light is led to the gear-tooth-fabric domain investigated. As mentioned above, the fluorescence produced as a result in the irradiated gear-tooth-fabric domain also returns to a light guide system by help of an optical probe, joins together, and is led to the hemispherical lens which works as a beam splitter, and the evaluation means of fluorescence. As a result, although it is simple, possibility that the field of the stump (stump) of a gear tooth with it difficult [to usually evaluate] therefore and it difficult [to investigate] can also be evaluated exists by help of the effective optical diagnostic approach.

[0011] A probe consists of an ingredient which guides light preferably, and has the form of a cone (cone), a light wedge (light wedge), or a **** probe about this. In order for it to be possible to acquire the more detailed information about the depth of the tooth sac, it can have an indicator or a graduation in the exterior further. Furthermore, in order to give a user the possibility of fitting the force which carries out a probe, therefore preventing the damage to a patient's gum (gum), the tip of a probe is carried on the handpiece by the approach of having elasticity preferably. Some kinds of light may be transmitted to an optical probe or its hard flow from a hemispherical lens by the flexible light guide linked to the edge of the mirror arranged for example, on a probe, or a probe.

[0012] As explained above, the important advantage of the diagnostic equipment according to this invention can be seen by the fact that it can be designed by coalesce of a component very small in respect of a dimension. Therefore, possibility of offering possibility of supplementing with the handpiece of the known dentistry for treating a gear-tooth-fabric domain by the optical

diagnostic approach, the diagnosis followed and put together, and a therapeutic device exists. since the light guide which exists for transfer of laser surgery light was also used by the diagnostic system by the simple approach about this, it could be known by the laser therapy unit that it was able to be supplemented by the optical diagnostic approach, and it only came out before. The diagnosis and therapeutic device using such a laser beam are DE. 29705 943 It is indicated by U1.

[0013] However, when this invention is followed, it is supplemented with the dentistry equipment which has the handpiece for the mechanical therapy of a gear-tooth-fabric domain by the optical diagnostic approach. This dentistry equipment is DE. 83 22 850 A removal-of-dental-calculus unit which is indicated by U1, or DE 197 42 701 It can be the handpiece which the therapy of a gear-tooth-fabric domain can accomplish inside by polish processing agent which is indicated by A1. In the case of these known dentistry equipments, generally, the handpiece does not need to justify the further expansion of the handpiece before, is the approach which was not able to coalesce optical diagnostic equipment similarly in it, and is filled with the transmission channel to the driving gear arranged inside to the therapy tip, or a therapy medium etc. By the equipment with which such difficulties follow this invention, since current is conquered, dentistry equipment [that it is very effective and versatility] is formed. A light guide required for transfer of some kinds of light in the case of the device operated by the hand for processing with a removal-of-dental-calculus unit or polish liquid can be extended to the tip of a device, or its outside. Then, the gear-tooth-fabric domain to which the tip of a device was turned is dental caries, or the possibility of fixing a combination equipped with the designating device which reports a user secretly whether a calculus and a coat are stacked directly exists so that it can be made to agree in the result of a user's diagnosis of a therapy. Possibility may be brought about further again to the control section which controls a mechanical therapy automatically so that it may respond to the result of a diagnosis.

[0014] This invention is explained to a detail by the following with reference to the attached drawing. The arrangement in the handpiece of optical diagnostic equipment is explained in the 1st example with reference to drawing 1 below. The handpiece 1 is dentistry handpiece which is not considerably defined as a detail in the 1st example, and on the other hand, it is chiefly used only for the diagnostic purpose, and it has the further component for the curative treatment of the gear-tooth-fabric domain under investigation so that it may mention later with reference to two examples. As the light source over the stimulus light A, the laser diode 2 which generates the stimulus light of a 600nm - 670nm field is arranged in the upper part of the handpiece 1. Stimulus light has the wavelength of about 655nm preferably, and that is because the possible best compromise between the spectroscopy-difference between the stimulus light A and Fluorescence F and a laser diode 2 can be attained in this wavelength.

[0015] Incidence of the stimulus light A which emitted light from the laser diode 2 is carried out to the hemispherical lens 3 arranged at the lower part of a laser diode 2, and it is reflected in the direction of the front tip of the handpiece 1 in the flat backside 4. So, on the field of the flat backside 4 of the hemispherical lens 3, reflection of the stimulus light A is influenced by coating by which vapor growth was carried out, and reflects effectively the light of the frequency domain are above-mentioned [it] in the frequency domain. At the outlet from the hemispherical lens 3, the stimulus light A passes along the front face which has a curved surface, and it is led to the additional condenser lens 6 arranged ahead [the], it passes along it, and the stimulus light A is combined to the light guide 8 finally extended to the front tip of the handpiece 1. A light guide 8 reaches the component for separating light from an optical probe (un-illustrating) and optical coupling, or the further optical element, and the stimulus light A is led to the gear-tooth-fabric domain investigated by the help.

[0016] The fluorescence F produced as a result of the exposure of the light to a gear-tooth-fabric domain returns again, passes along a light guide 8, and is transmitted to a condenser lens 6 and the hemispherical lens 3 in the reverse direction. The wavelength is large from the stimulus light A, and Fluorescence F penetrates it, without being barred to the optical filter 5 arranged immediately behind the hemispherical lens 3, without reflecting in the flat backside 4 of the hemispherical lens 3 any longer. The field of nontransparent of this filter 5 is located to the

wavelength field of the stimulus light A, in order to remove the part of the stimulus light A which can penetrate the backside 4 of the hemispherical lens 3. Finally, Fluorescence F is detected on the lower stream of a river of an optical filter 5, and the photodiode 7 which is a part of means which evaluates it is arranged. The gear-tooth-fabric domain under evaluation of the reinforcement of Fluorescence F or investigation has dental caries, or evaluation of whether a calculus or a coat is stacked can be directly accomplished within the handpiece 1, or the signal corresponding to the reinforcement of Fluorescence F is transmitted to a central unit.

[0017] As for a light guide 8, it is possible for one fiber for transmitting the stimulus light A surrounded like the learned approach by two or more optical fiber light guides for detecting Fluorescence F to be the bundle of two or more optical fiber light guides arranged along with die length. It depends on the magnitude and the path of a lens 3 for the effectiveness of connecting the focus of the curved surface of the hemispherical lens 3, in the 1st example. If the suitable dimension of the hemispherical lens 3 is given, it is also possible to exclude the additional condenser lens 6, and optical equipment can be designed still more simply by it.

[0018] Equipment consists only of very few optical elements, therefore on the other hand, its thing [being manufactured cheaply] is possible for it, and it cannot be more easily influenced by known diagnostic equipment by sudden change or change of temperature again from before so that it can reason from drawing 1 .

[0019] The equipment for a **** diagnosis is indicated as 1st typical operation gestalt below. The separation component which it is [that the mere laser surgery device is only known before and], is the configuration of the diagnostic probe which can be inserted in the dental stump and the tooth sac between gum for the therapy of the coat of a gear tooth and a gear tooth or the gum there, and has been arranged at an angle of slant to the axis of ordinate of the handpiece is arranged at the tip. Such a therapy device is DE. 196 36 265 It is indicated by A1. Drawing 2 shows deformation according to this invention of the therapy device indicated by the above-mentioned open publication (Offenlegungsschrift) for forming the equipment for a **** diagnosis. The component with the optical diagnostic equipment same here explained with reference to drawing 1 for this purpose had the same reference mark, and has coalesced in the handpiece 10.

[0020] The handpiece 10 has the head section 16 by which the optical probe 11 aslant carried at the front tip to the axis of ordinate of the handpiece 10 has been arranged inside. Where the maintenance projection 15 arranged on the outside of a probe 11 is dedicated to the crevice where a screw insert corresponds, the optical probe 11 is carried with the screw insert 13 which may be connected to the head section 16 by the screw thread 14. This configuration shows possibility of exchanging a probe 11 for the new probe which suited for the new investigation purpose simply immediately for reasons of being a configuration different, for example.

[0021] Optical coupling of the stimulus light A is carried out to the conic end face 12 of the optical probe 11 by help of the additional condenser lens 6 which makes light condense. The configuration and ingredient of a probe 11 are chosen so that all the light that carried out optical coupling through the end face 12 may reflect within a probe 11 and it may come out only from the lower part tip 17. The tip can be applied to each field investigated so that it may furthermore mention later.

[0022] The fluorescence F directly produced in front of the end of the probe 17 is drawn in the direction opposite to the stimulus light A to the upper end face 12 of a probe 11 by the total reflection in a probe 11, is floodlighted on a condenser lens 6 from there, and is led to a photodiode by it by the approach learned for after that through the hemispherical lens 3 and the light filter 5. A probe 11 can be formed from ingredients of light transmission nature, such as glass, a quartz, or plastic material. It conforms especially to insertion to the tooth sac between the bases (base) of gum and a gear tooth with the smallness and configuration of the dimension.

[0023] It is that drawing 3 shows the further progress of the handpiece 10 shown in drawing 2 , and the difference qualitative as a matter of fact is carried so that stiffen the probe 11, it may not be carried in the head section 16 any longer and it may have elasticity in shaft orientations. It is reached by saying that the maintenance projection 15 has a dimension smaller than the crevice where the screw insert 13 corresponds, and this can be permuted by shaft orientations as this result. When the force is not impressed, in order to gain the center position of a probe

11, the upper part and the lower part of the maintenance projection 15 are presented with the spring component 18. Loading with the elasticity of a probe 11 gives a user possibility of avoiding fitting more finely the force in case a probe 11 is inserted into the force which carries out a probe, i.e., the tooth sac investigated, consequently damaging a patient's gum superfluously. In order to make it possible to join together effectively [the light which comes out, and two kinds of light which enters] in each location of a probe 11, the flexible light guide 19 is used between the condenser lens 6 and the probe 11 top this time. A probe 11 is [only only being carried by the pressure generally, and], and since a mid gear is not the need absolutely, the one spring component arranged in the upper part of the maintenance projection 15 can also be used instead of loading shown.

[0024] In the typical operation gestalt shown in drawing 4 , similarly in drawing 3 , the probe 11 is carried so that it may have elasticity in shaft orientations. However, the flexible light guide 19 is not used but can accomplish the optical coupling of the stimulus light A this time by the mirror 20 arranged in the head section 16 in the shaft orientations of the upper part of a probe 11. For this reason, before [the condenser lens 6 facing the head section 16 of the handpiece 10] side 6a is flat, and in order to divert stimulus light to a mirror 20, it is leaned slightly.

[0025] Drawing 5 to drawing 9 shows possibility that the configurations of a probe 11 differ. About this, the lower part edge of the probe 11 in each case is shown, and the configuration of a more exact upper part edge is decided by the means of communication of the maintenance supporter of the probe 11 in the head section 16 or the stimulus light A, and Fluorescence F. The probe 11 shown in drawing 5 is a cone-like slightly in a lower part field, and has the end of the probe 17 rounded off. After an indicator 21 exists at regular spacing upwards from this tip 17 and a probe 11 is inserted into the tooth sac, the information whether the tooth sac of which is deep and whether the probe 11 was inserted already so deeply is offered. the indicator 21 was printed by the break or top face which encloses a probe 11 completely — it can just be a ring, therefore can see from every direction.

[0026] The probe 11 shown in the side elevation of drawing 6 (a) has the configuration of the wedge (a wedge, wedge) which is Mukai and becomes a taper (taper) at a tip 17. According to drawing of the front face of drawing 6 (b), the width of face of a wedge does not continue not changing covering total height. In the case of the probe 11 similarly shown in drawing 5 , stimulus light is separated from optical coupling by the end of the probe 17, and through the end of the probe 17, in a probe 11, fluorescence returns and is combined. The shape of a wedge makes insertion of the probe to the tooth sac easy by it. The indicator 21 of above-mentioned height is offered similarly here.

[0027] The probe 11 shown in drawing 7 (a) and drawing 7 (b) has the configuration of the optical wedge (a light wedge, light wedge) equipped with leaned field 17a which is located at a tip 17, passes along it, and stimulus light is separated in the direction perpendicular to it instead of shaft orientations from optical coupling. This enables a diagnosis of the front face of the gear-tooth field arranged at the side near a probe.

[0028] According to drawing 8 and drawing 9 , the possibility of the further configuration over a probe 11 exists in the probe 11 (drawing 9) equipped with the end of the probe 17 which has branching for reaching the base (truncated) (stump) (drawing 8) from which the conic tip equipped with the angle rounded off possible in the end face of the end of the probe 17 was cut out, or a dental tee (furcation) (offset).

[0029] To the last, it is DE first. 83 22 850 With reference to the removal-of-dental-calculus unit indicated by U1, the supplement of the known odontotherapy unit by the optical diagnostic equipment concerning this invention is explained. Since those functions are already enough known from the above-mentioned specification, only the most important component of a removal-of-dental-calculus unit is shown here. The handpiece 30 shown in drawing 10 R> 0 has the tremor 31 which can operate in the operation of air established so that the device tip 32 where the edge of the grip sleeve (grip sleeve) 30 was held might vibrate. The energy supply line to the tremor 31 is formed of the compressed-air device 34 extended to shaft orientations through the handpiece 30.

[0030] According to this invention, it can be supplemented with the known handpiece 30 by

arranging the component 2 of optical diagnostic equipment, i.e., a laser diode, the hemispherical lens 3, the fluorescence filter 5, and a photodiode 7 to the field of the backside of the handpiece. In order to transmit stimulus light and fluorescence, the light guide 33 which extends to shaft orientations to the device tip 32 in compressed-air Rhine 34 which passes along the handpiece 30, and is extended to the edge 36 led to the gear-tooth field treated in a channel 35 is offered. In this typical operation gestalt, since the curvature of the hemispherical lens 3 is enough in order to combine the stimulus light A with a light guide 33, the additional condenser lens is omitted. A component important for optical diagnostic equipment is the approach of excluding space, and can be held in the handpiece 30 so that it may be reasoned from explanation. [0031] The configuration at the tip 32 of a device is expanded and shown in drawing 11 (a) and drawing 11 (b). A light guide 33 is preferably formed of the optical fiber light guide which is very flexibility so that the high frequency oscillation at a tip 32 may not receive a damage. It does not project across the edge 36 at a tip, as it extends to the edge 36 at a tip through the hollow space 35 where the device tip was extended, however a gear-tooth-fabric domain does not receive a damage during a therapy. Here, possibility of using the channel 35 extended at the tip 32 of a device so that the coolant etc. may be transmitted similarly additionally exists. It is important that the stimulus light A is correctly led to the gear-tooth-fabric domain treated by the device tip 32.

[0032] The whole dentistry equipment has the indicator element which the gear-tooth-fabric domain to which the device tip 32 is turned has dental caries further, or offers the information on whether a calculus or a coat is stacked, and, thereby, a user can perform curative treatment according to the result of the diagnosis. According to the result of the diagnosis by optical diagnostic equipment, other possibility exists in making motion of the tremulor 31 to the device tip 32 cause with a control unit so that the therapy by the device tip 32 can accomplish automatically.

[0033] The supplement of the known further odontotherapy unit by optical diagnostic equipment is explained to the last. The unit about which it argues below is DE. 197 42 701 It is the device operated by the hand of dentistry that a polish processing agent is led to the gear-tooth-fabric domain treated as indicated by A1 at the detail. Drawing 12 (a) and drawing 12 (b) show the extension section at the tip of a therapy concerning this invention. Arrangement of the further component of diagnostic equipment can be accomplished like the above-mentioned removal-of-dental-calculus unit.

[0034] The device tip 40 in this case shows the cannula by the internal channel 41 by which a polish processing agent is led to a gear-tooth-fabric domain. In this case, since polish liquid can also give a damage to a light guide 42, it can become disadvantageous to arrange the light guide 42 used for transfer of the stimulus light A and Fluorescence F in this channel 41. So, in the case of this case, a light guide 42 is arranged to the exterior at the tip of a therapy, and the stimulus light separated from optical coupling in the edge of a light guide 42 is shortly led to the field to which polish liquid is supplied by the channel 41 correctly. In this example, similarly, with a servomechanism, or visual, an acoustic-sense-display or the designating device as a result of a medical examination, the therapy function of a device may be adjusted so that it may respond to the result of a diagnosis.

[0035] As for these two examples, extending a known therapy unit, therefore forming a very versatility dentistry unit by the effective optical diagnostic approach, clarifies an easily possible thing. This becomes possible especially as a result of the fact that it is possible to keep a dimension small so that it may be possible to coalesce in the interior of the important component handpiece of optical diagnostic equipment. Of course, the possibility of holding a means to evaluate the means and fluorescence which generate stimulus light, in an isolated footing unit, and transmitting two kinds of light by the light guide in the supply pipe to the handpiece also exists. Furthermore, since the possibility of adjusting therapy activities exists according to the condition of a gear-tooth field therefore, it is fully improved and the therapy of the front face of a more effective gear tooth can be attained.

[0036] Finally, it should also be careful that the backside of a hemispherical lens may be realized so that even arrangement of a laser diode, and (it has a suitable filter if application is possible) a

photodiode can be changed fundamentally and reflective coating reflects fluorescence in that case. Coating needed to it has too the desirable arrangement shown in the drawing according to the fact that being manufactured more simply is possible.

[Translation done.]

* NOTICES *

JPO and NCIP are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

1.This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.

2.**** shows the word which can not be translated.

3.In the drawings, any words are not translated.

DESCRIPTION OF DRAWINGS

[Brief Description of the Drawings]

[Drawing 1] Drawing 1 shows the equipment according to this invention for identifying infection of dental dental caries, a plaque, or bacteria.

[Drawing 2] Drawing 2 shows coalesce of the equipment according to this invention in the dentistry handpiece for a **** diagnosis.

[Drawing 3] Drawing 3 shows the further progress of the diagnostic equipment shown in drawing 2 which has the probe carried on the shaft as there was elasticity.

[Drawing 4] Drawing 4 shows the further progress of the diagnostic equipment shown in drawing 2 which has the probe carried on the shaft as there was elasticity.

[Drawing 5] Drawing 5 shows the typical operation gestalt of an optical probe.

[Drawing 6] Drawing 6 shows the typical operation gestalt of an optical probe.

[Drawing 7] Drawing 7 shows the typical operation gestalt of an optical probe.

[Drawing 8] Drawing 8 shows the typical operation gestalt of an optical probe.

[Drawing 9] Drawing 9 shows the typical operation gestalt of an optical probe.

[Drawing 10] Drawing 10 shows coalesce of the optical diagnostic equipment in a removal-of-dental-calculus unit.

[Drawing 11] Drawing 11 (a) shows the configuration at the tip of the device of a removal-of-dental-calculus unit shown in drawing 10 , and drawing 11 (b) shows the enlarged display at the tip of a device.

[Drawing 12] Drawing 12 (a) shows the tip of the device of the further therapy unit extended by optical diagnostic equipment, and drawing 12 (b) shows the enlarged display at the tip of the device shown in drawing 12 (a).

[Translation done.]

* NOTICES *

JPO and NCIP are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

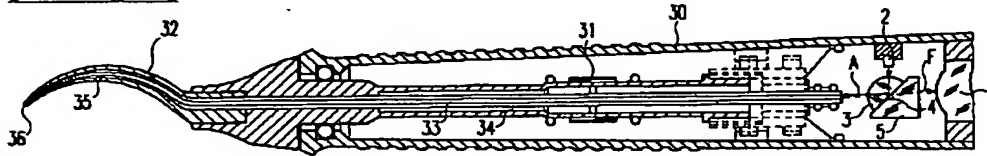
1.This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.

2.*** shows the word which can not be translated.

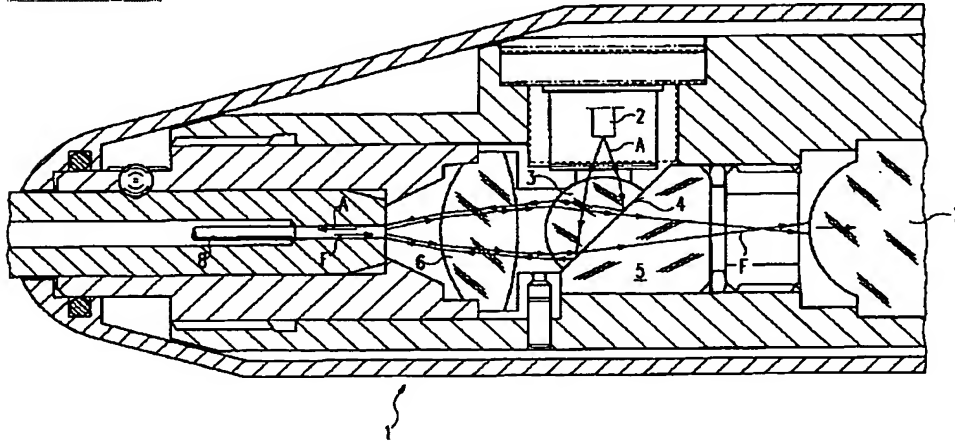
3.In the drawings, any words are not translated.

DRAWINGS

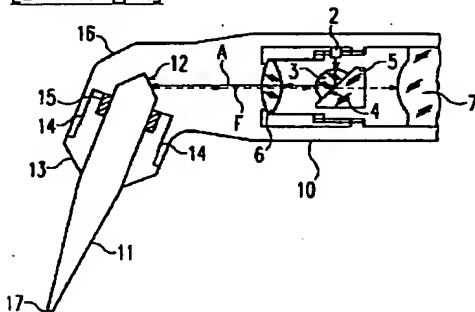
[Drawing 10]



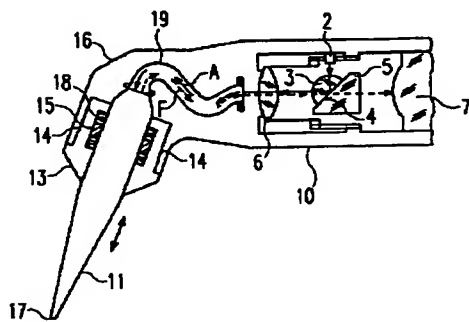
[Drawing 1]



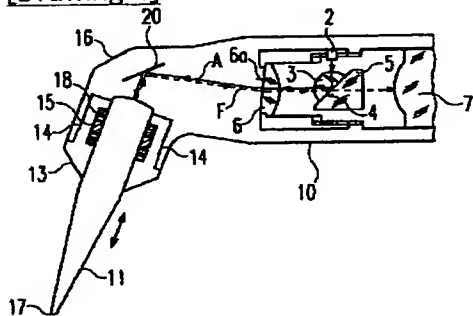
[Drawing 2]



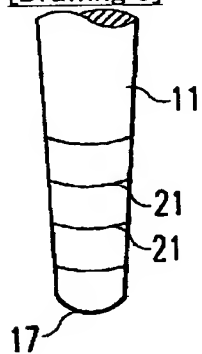
[Drawing 3]



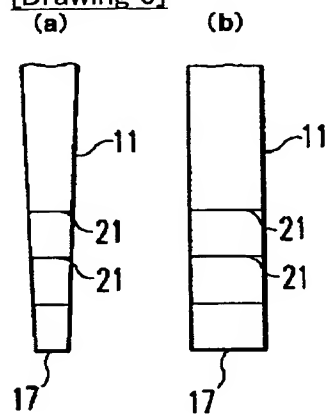
[Drawing 4]



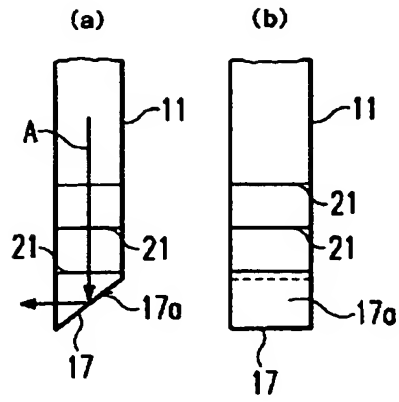
[Drawing 5]



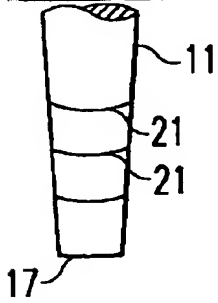
[Drawing 6]



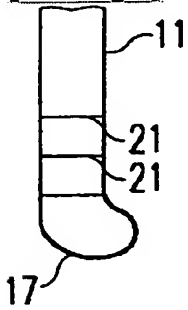
[Drawing 7]



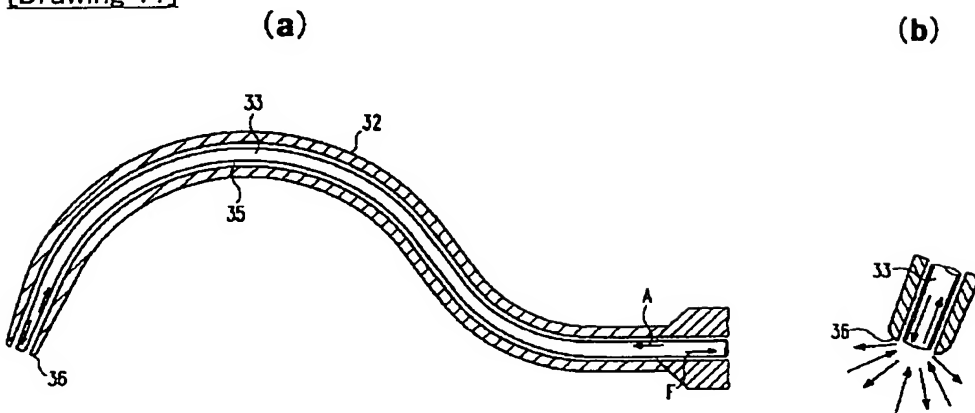
[Drawing 8]



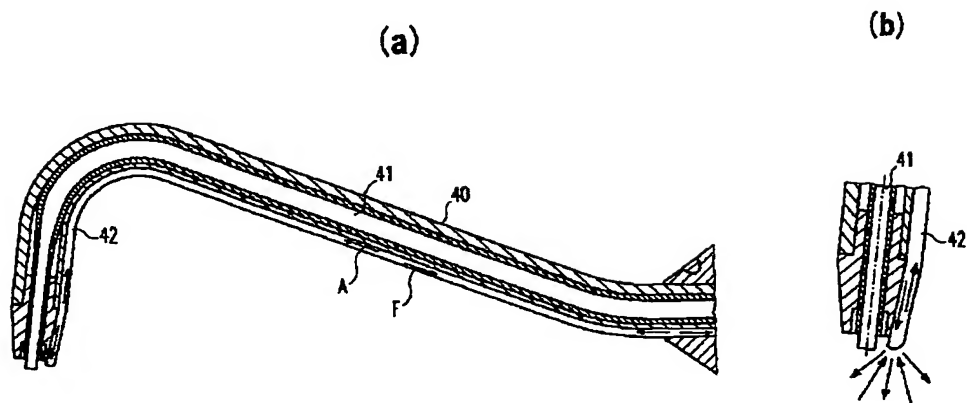
[Drawing 9]



[Drawing 11]



[Drawing 12]



[Translation done.]

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開2001-299699

(P2001-299699A)

(43) 公開日 平成13年10月30日 (2001. 10. 30)

(51) Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テマコード (参考)
A 6 1 B 1/24		A 6 1 B 1/24	
1/00	3 0 0	1/00	3 0 0 D
A 6 1 C 3/03		A 6 1 C 3/03	
19/00		19/06	Z
19/06		G 0 1 N 21/64	Z
審査請求 未請求 請求項の数21 OL (全 9 頁) 最終頁に続く			

(21) 出願番号 特願2001-76098(P2001-76098)

(22) 出願日 平成13年3月16日 (2001. 3. 16)

(31) 優先権主張番号 1 0 0 1 3 2 1 0. 3

(32) 優先日 平成12年3月17日 (2000. 3. 17)

(33) 優先権主張国 ドイツ (DE)

(71) 出願人 500577585

カルテンバッハ ウント ホイクト ゲゼ

ルシャフト ミット ペシュレンクテル

ハフツング ウント カンパニー

KALTENBACH & VOIGT

GMBH & CO.

ドイツ, リッセ, ヴィベラッハ D-

88400, ビスマルクリンク 39

(74) 代理人 100094053

弁理士 佐藤 隆久

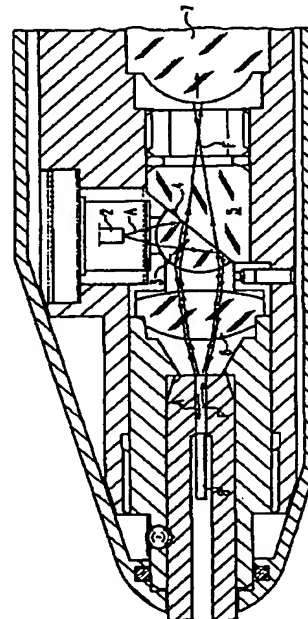
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 う食、ブランク、細菌の感染、結石、歯石、および、その他の歯上の蛍光性物質を同定する装置

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】う食、ブランク、細菌の感染、結石、歯石、および、その他の歯上の蛍光性物質を同定する装置を提供する。

【解決手段】調査される歯-組織領域に導かれる刺激光Aを生成する手段2と、照射にตอบสนองして照射された歯-組織領域により生成される蛍光Fを検出し、評価する検出手段7および評価手段と、刺激光Aを生成する手段2と調査される歯-組織領域の間の光路中に配置され、刺激光Aを歯-組織領域の方向に反射し、実質的に蛍光Fを透過させ、実質的に半球状レンズ3の後ろの平面の側4によって形成されているビームスプリッタとを有する。この方法で、明らかにより小型の光学診断装置が可能となる。



(2)

1

【特許請求の範囲】

【請求項1】調査される歯一組織領域 (tooth-tissue region) に導かれる刺激光 (stimulating radiation) (A) を生成する手段 (2) と、

照射にตอบสนองして照射された歯一組織領域により生成される蛍光 (fluorescent radiation) (F) を検出し、評価する検出手段 (7) および評価手段とを有し、

前記刺激光 (A) を生成する手段 (2) と前記調査される歯一組織領域の間の光路中に、前記刺激光 (A) を前記歯一組織領域の方向に反射し、実質的に前記蛍光 (F) を透過させるビームスプリッタ (4) が供せられ、

前記ビームスプリッタは実質的に半球状レンズ (3) の後ろの平面の側 (4) によって形成されているという特徴を有するう食、ブラック、細菌の感染、結石、歯石、および、その他の歯上の蛍光性物質を同定する装置。

【請求項2】調査される歯一組織領域に導かれる刺激光 (A) を生成する手段 (2) と、

照射にตอบสนองして照射された歯一組織領域により生成される蛍光 (F) を検出し、評価する検出手段 (7) および評価手段とを有し、

前記刺激光 (A) を生成する手段 (2) と前記調査される歯一組織領域の間の光路中に、前記刺激光 (A) を前記歯一組織領域の方向に反射し、実質的に前記蛍光 (F) を透過させるビームスプリッタ (4) が供せられ、

前記刺激光 (A) を生成する手段 (2) が前記ビームスプリッタ (4) とともに歯科ハンドピース (dental handpiece) (1, 10, 30) 中に合体されているという特徴を有するう食、ブラック、細菌の感染、結石、歯石、および、その他の歯上の蛍光性物質を同定する装置。

【請求項3】前記ビームスプリッタは実質的に半球状レンズ (3) の後ろの平面の側 (4) によって形成されているという特徴を有する請求項2に記載の装置。

【請求項4】調査される歯の歯囊 (tooth pocket) に挿入される歯周診断のためのプローブ (probe) (11) を有し、そのプローブの先端 (17) において、前記刺激光 (A) が光結合から分離され、前記調査される歯一組織領域へ導かれるという特徴を有する請求項1～3のいずれかに記載の装置。

【請求項5】前記プローブ (11) は、光をガイドする材料からなり、歯周プローブ、コーン (cone)、またはライトウェッジ (light wedge) の形を有するという特徴を有する請求項4に記載の装置。

【請求項6】前記プローブ (11) は、その外部に標識または目盛りを有するという特徴を有する請求項4または5に記載の装置。

【請求項7】前記プローブ (11) は、軸方向に弾性を有する方法で搭載されているという特徴を有する請求項4～6のいずれかに記載の装置。

【請求項8】前記刺激光 (A) を前記プローブの先端 (17) と反対側の位置するプローブ (11) の端部に結合させるために、可撓性のライトガイド (19) を有するという特徴を有する請求項4～7のいずれかに記載の装置。

【請求項9】前記刺激光 (A) を前記プローブの先端 (17) と反対側に位置するプローブ (11) の端部に結合させるために、前記刺激光 (A) を生成する手段 (2) と前記プローブ (11) の間の光路中に配置されるミラー (20) を有するという特徴を有する請求項4～7のいずれかに記載の装置。

【請求項10】歯一組織領域への機械的な治療のための機器先端 (32, 40) を備えたハンドピース (hand piece) を有し、さらに、

前記機器先端 (32, 40) により治療される前記歯一組織領域へ導かれる刺激光 (A) を生成する手段 (2) と、

照射にตอบสนองして、照射された治療される前記歯一組織領域において生成される蛍光 (F) を検出するための検出手段 (7) と、蛍光 (F) の強度の助力による照射された治療される前記歯一組織領域の状態の診断に対する評価手段とを有する歯科装置。

【請求項11】前記蛍光 (F) の強度または診断の結果を指示するための視覚的または聴覚的表示装置あるいは指示装置を有することを特徴とする請求項10に記載の歯科装置。

【請求項12】診断の結果に応じるように、前記機器先端 (32, 40) により、前記歯一組織領域への機械的な治療を制御する制御装置を有することを特徴とする請求項10または11に記載の歯科装置。

【請求項13】前記刺激光 (A) を治療される前記歯一組織領域に導くために、前記機器先端 (32, 40) まで、またはその外部まで、延伸するライトガイド (33, 42) を有することを特徴とする請求項10～12のいずれかに記載の歯科装置。

【請求項14】前記蛍光 (F) は、前記機器先端 (32, 40) から前記検出手段 (7) まで、同一のライトガイド (33, 42) により伝達されることを特徴とする請求項13に記載の歯科装置。

【請求項15】前記刺激光 (A) を生成する手段 (2) と前記調査される歯一組織領域の間の光路中に、前記刺激光 (A) を前記歯一組織領域の方向に反射し、実質的に前記蛍光 (F) を透過させるビームスプリッタが供せられ、前記ビームスプリッタは実質的に半球状レンズ (3) の後ろの平面の側 (4) によって形成されているという特徴を有する請求項10～14のいずれかに記載の歯科装置。

【請求項16】振動発生器(31)を有し、この手段によって機器先端(32)が前記歯-組織領域の機械的な治療のために振動するようになされている請求項10~15のいずれかに記載の歯科装置。

【請求項17】前記機器先端(40)は、治療される前記歯-組織領域へ研磨処理剤が導かれる供給ライン(41)を有する請求項10~15のいずれかに記載の歯科装置。

【請求項18】前記半球状レンズ(3)の後ろの平面の側(4)は、前記刺激光(A)を前記歯-組織領域の方向に反射し、実質的に前記蛍光(F)を透過させるコーティングを有する請求項1~17のいずれかに記載の装置。

【請求項19】前記半球状レンズ(3)および前記検出手段(7)の間の光路中に、前記蛍光(F)のみに対して透過可能であるフィルタ(5)が配置されている請求項1~18のいずれかに記載の装置。

【請求項20】前記刺激光(A)を生成する手段がレーザダイオード(2)を有する請求項1~19のいずれかに記載の装置。

【請求項21】前記検出手段がフォトダイオード(7)を有する請求項1~20のいずれかに記載の装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】本発明は、請求項1の前文に係る、う食、ブラーク、細菌の感染、結石、歯石、および、その他の歯上の蛍光性物質を同定する装置に関する。

【0002】近年、その助力により非接触方式で歯のう食の存在を確かめることが可能であるような装置は、繰り返し提案されてきた。これに関して、調査される予定の歯-組織領域(tooth-tissue region)は、理想的には単色光源で光を照射され、それに応じて、光が照射された領域で蛍光(fluorescent radiation)が発生する。この蛍光は、う食の歯-組織領域の蛍光スペクトルは健康な歯-組織領域の対応するスペクトルとは明らかに異なるという事実を利用して、その後には評価される。例えば、う食またはブラークに感染した歯の赤のスペクトル領域(約550から650nm)において、蛍光の強度は明確に健康な歯の場合よりも高い。適切な検出および評価手段を用いて、単純で非接触な調査方法の助力により、う食の歯-組織領域は、このように絶対的に健康な歯-組織領域から識別され得る。

【0003】この種の装置は、例えば、DE 297 04 185 U1あるいはDE 197 09 500 C1に記載されている。第1の例では、それらは、刺激光(stimulating radiation)の生成設備、例えば、600nmから670nmの間の領域の波長の刺激光を生成するHeNeレーザを有する。刺激光は、複数のレンズまたはミラーからなる光学系を通して、ライトガイドシステムに結合され、ライ

トガイドシステムを通して調査される歯-組織領域に導かれる。DE 197 09 500 C1に記載されている装置では、ライトガイドシステムは、光源から、光を結合から分離して所望の領域に導く手段となる光プローブ(probe)がその端部に備えられたハンドピース(hand piece)の先端まで、延伸するライトガイドからなる。光が照射された歯-組織領域において結果として生じる蛍光は、光プローブの先端を通してライトガイドシステムに戻って結合し、検出装置へ伝達される。ライトガイドシステムは、通常、刺激光と蛍光をともに同時に伝達するのに用いられるので、2種類の光を互いに分離して、蛍光を検出手段に供給するために、刺激光の光源と調査される歯-組織領域の間の光路中にビームスプリッタが配置される。

【0004】上述の光学診断装置の素子、特に、刺激光の生成手段と、刺激光をライトガイドシステムに結合させる、または、蛍光を光結合から分離するためのビームスプリッタを含む光学系とは、ある大きさを有しているため、従来は、これらの素子を中央ユニット中に配置し、1つあるいはそれ以上のライトガイドが配置されている供給管の助力により、デンタルハンドピースへ、またはデンタルハンドピースから、2種類の光を伝達することが通常であった。

【0005】う食、ブラーク、細菌の感染、結石、歯石、および、その他の歯上の蛍光性物質の今までに既知の同定する装置を、それらの構造に関して、同等に単純であり、空間を省くように実現され得るような方法で、改良することが本発明の目的である。

【0006】この目的は、この発明に従って構成要素の合体により概して達成される。

【0007】上記目的は、この発明の1つの局面に従って、請求項1の特徴を有する装置により達成される。この装置は、刺激光の発生手段と調査される歯-組織領域の間の光路中に配置されるビームスプリッタは、実質的に半球状であるレンズの平坦な後ろ側により形成される、という事実により識別される。平坦な後ろ側は、刺激光は調査される歯-組織領域の方向に反射され、一方で蛍光は実質的に妨げられることなくそれを通過するように形成されている。半球状レンズの曲面を有する前面は同時に焦点を結ぶ効果を有するので、その助力により、刺激光をライトガイドシステムに結合し、それによって、それに対する追加的な光学手段を省くことができる。この発明に従う光学診断装置の進展は、その単純な構造と、それに関連し、外界からの影響に大いに無関係に設計することができるという可能性により、このように識別される。従って、装置の重要な素子を、従来のようなハンドピースから分離された中央ユニット内ではなく、ハンドピース自体の中に直接配置することの可能性は、同様に追加的に存在する。

【0008】半球状レンズの平面の側のビーム分割の効

果は、好ましくは、以下のように達成される。即ち、平面の側は、励起光の周波数の光を反射し、発生した蛍光の周波数領域の光を妨げることなく透過させるコーティングを有する。蛍光の検出および評価にとっては必要でなく、妨害となる可能性がある部分を、よりよい方法でフィルタで除去するために、好ましくは、半球状レンズの平面の側に隣接して光学フィルタが存在する。これのみが大変小さい寸法を持ち、従って容易にハンドピースの中に合体され得るので、レーザダイオードが刺激光を生成するために好ましく用いられる。さらに、蛍光を検出するために、検出手段は光学フィルタの後ろに配置されたフォトダイオードを有し得る。

【0009】光源の刺激光が調査される歯-組織領域へ導かれる方法は、光学診断方法の適用の範囲に依存する。これに対しては、以下のように複数の可能性が議論されている。

【0010】この発明に従う装置は、例えば、歯周診断における大変有利な方法に用いることができる。このために、ハンドピースの先端に調査される歯の歯囊 (tooth pocket) 内に挿入される光プローブが備えられている。プローブの先端において、刺激光が光結合から分離され、調査される歯-組織領域へと導かれる。上述のように、照射された歯-組織領域において結果として生じる蛍光もまた、光プローブの助力によりライトガイドシステムに戻って結合し、ビームスプリッタとして働く半球状レンズへ、そして、蛍光の評価手段へと導かれる。結果として、単純であるが効果的な光学診断方法の助力により、通常は評価することが難しく、従って調査することが難しい歯の断端 (stump) の領域を評価することもできる可能性が存在する。

【0011】プローブは、好ましくは光をガイドする材料からなり、これに関して、コーン (cone)、ライトウェッジ (light wedge) または歯周プローブの形を有する。歯囊の深さについてのより詳細な情報を得ることが可能であるためには、さらに、その外部に標識または目盛りを有することができる。さらに、プローブする力を適合させ、従って患者の歯肉 (gum) へのダメージを防止することの可能性を使用者に与えるために、プローブの先端は、好ましくは弾性を有する方法でハンドピース上に搭載されている。半球状レンズから光プローブへ、あるいはその逆方向へ、例えばプローブ上に配置されるミラーまたはプローブの端部に接続する可撓性のライトガイドにより、いくつかの種類の光が伝達され得る。

【0012】上記で説明したように、この発明に従う診断装置の重要な利点は、構成要素の合体によって寸法の点で極めて小型に設計されることができるという事実に見られることができる。従って、光学診断方法により歯-組織領域を治療するための既知の歯科のハンドピースを補足する可能性、および、従って組み合わせられた診断

および治療装置を提供する可能性が存在する。これに関して、レーザ治療光の伝達のために存在するライトガイドは、単純な方法で診断システムによって利用されることもできたので、以前は単に、レーザ治療ユニットは光学診断方法により補足されることができたと知られていたただけであった。そのようなレーザ光を用いた診断および治療装置は、例えば、DE 29705 943 U1に記載されている。

【0013】しかしながら、本発明に従うと、歯-組織領域の機械的な治療のためのハンドピースを有する歯科装置は光学診断方法によって補足される。この歯科装置は、例えば、DE 83 22 850 U1に記載されているような歯石除去ユニット、あるいは、例えばDE 197 42 701 A1に記載されているような、研磨処理剤によって内部で歯-組織領域の治療が遂げられるハンドピースであることができる。これらの既知の歯科装置の場合には、ハンドピースは、一般に、以前はハンドピースのさらなる拡大を正当化する必要もなく、その中に光学診断装置を同様に合体することはできなかった方法で、治療先端に対して内部で配置されている駆動装置、または、治療媒体に対する伝達チャンネルなどで満たされている。これらの困難は、本発明に従う装置により、現在は克服されているので、大変効果的で多用途な歯科装置が形成されている。歯石除去ユニットまたは研磨液による処理のための手で操作する機器の場合には、いくつかの種類の光の伝達に必要であるライトガイドは、例えば機器の先端あるいはその外側まで延伸することができる。それで、使用者が治療を診断の結果に合致させることができるように、機器の先端が向けられた歯-組織領域が、う食であったりあるいは結石や被膜が積まれているかどうかを使用者に直接内報する指示装置を備える取り合わせを整備することの可能性が存在する。さらにまた、診断の結果に応じるように、機械的な治療を自動的に制御する制御部に対して、可能性がもたらされ得る。

【0014】この発明は、添付した図面を参照して以下により詳細に説明される。光学診断装置のハンドピース内の配置は、以下に図1を参照して第1の例において説明される。ハンドピース1は、第1の例ではかなり詳細には定義されない歯科ハンドピースであり、一方では専ら診断目的のみに用いられ、他方では、2つの例を参照して後述するように、調査下にある歯-組織領域の治療処置のためのさらなる素子を有する。刺激光Aに対する光源として、600nm~670nmの領域の刺激光を生成するレーザダイオード2がハンドピース1の上部に配置されている。刺激光は好ましくは約655nmの波長を有し、それは、この波長において、刺激光Aと蛍光Fとの間の分光学的差異と、レーザダイオード2との間の可能で最善の歩み寄りが達成可能であるからである。

【0015】レーザダイオード2から発光された刺激光

Aは、レーザダイオード2の下部に配置された半球状レンズ3に入射し、平坦な後ろ側4においてハンドピース1の前方先端の方向に反射される。それゆえに、刺激光Aの反射は半球状レンズ3の平坦な後ろ側4の面上に気相成長されたコーティングにより影響を受け、それは上述の周波数領域の光を効果的に反射する。半球状レンズ3からの出口において、刺激光Aは、曲面を有する前面を通して、その前方に配置された追加的な集光レンズ6に導かれ、それを通して、刺激光Aは最終的にハンドピース1の前方先端まで延伸するライトガイド8へ結合される。ライトガイド8は、光プローブ（不図示）、光結合から光を分離するための素子、あるいはさらなる光学素子に達し、その助力により、刺激光Aは調査される歯-組織領域に導かれる。

【0016】歯-組織領域への光の照射の結果生じる蛍光Fは、ライトガイド8を再び戻って通って、集光レンズ6および半球状レンズ3へと、逆の方向に伝達される。蛍光Fは、その波長は刺激光Aよりも大きくなっており、もはや半球状レンズ3の平坦な後ろ側4において反射せずに、半球状レンズ3のすぐ後ろに配置された光フィルタ5へと妨げられることなくそれを透過する。このフィルタ5の非透過の領域は、半球状レンズ3の後ろ側4を透過可能な刺激光Aの部分の除去するために、刺激光Aの波長領域にある。最終的に、光フィルタ5の下流に、蛍光Fを検出し、それを評価する手段の一部であるフォトダイオード7が配置される。蛍光Fの強度の評価あるいは調査下にある歯-組織領域がう食を有している、または、結石あるいは被膜が積まれているかどうかの評価は、ハンドピース1内で直接遂げられるか、または、蛍光Fの強度に対応する信号が中央ユニットに伝達される。

【0017】ライトガイド8は、知られた方法のように、蛍光Fを検出するための複数本の光ファイバライトガイドで取り囲まれた、刺激光Aを伝達するための1本のファイバが、長さに沿って配置された複数の光ファイバライトガイドの束であることが可能である。半球状レンズ3の曲面の焦点を結ぶ効果は、第1の例では、レンズ3の大きさおよび径に依存する。半球状レンズ3の適切な寸法が与えられれば、追加的な集光レンズ6を省くことも可能であり、それによって光学装置はよりいっ

【0018】図1から推論することができるよう、装置は大変少ない光学素子のみからなり、従って、一方ではそれ安価に製造されることが可能であり、他方ではまた、以前より既知の診断装置よりも温度の急変や変化による影響をより受けにくい。

【0019】歯周診断のための装置が、以下に第1の典型的実施形態として開示される。以前は、単なるレーザ治療機器が知られているのみであり、歯、歯の被膜、あるいはその歯肉の治療のために、歯の断面と歯肉の間

の歯嚢に挿入されることができると診断プローブの形状で、ハンドピースの縦軸に対して斜めの角度で配置された分離素子とその先端に配置されていた。そのような治療機器は、例えば、DE 196 36 265 A1に記載されている。図2は、歯周診断のための装置を形成するための上述の公開刊行物(Offenlegungsschrift)に記載された治療機器の本発明に従う変形を示す。この目的のために、図1を参照して説明された光学診断装置は、ここでは同じ素子は同じ参照符号を有し、ハンドピース10内に合体されている。

【0020】ハンドピース10は、その前方先端に、ハンドピース10の縦軸に対して斜めに搭載された光学プローブ11が内部に配置されたヘッド部16を有する。プローブ11の外側に配置された保持突起物15がネジ挿入物の対応する凹部に納められた状態で、光学プローブ11は、ネジ山14によってヘッド部16に接続されるネジ挿入物13により搭載される。この構成は、プローブ11を、例えば異なる形状であることを理由に、新しい調査目的により適合した新しいプローブに直ちに簡単に交換する可能性を示す。

【0021】刺激光Aは、光を集光させる追加的な集光レンズ6の助力により、光プローブ11の円錐状の端面12に光結合される。端面12を通して光結合した光が全てプローブ11内で反射し、また、その下方先端17のみから出てくるように、プローブ11の形状および材料が選択される。さらに後述するように、その先端は調査されるそれぞれの領域に適用されることが可能である。

【0022】プローブ先端17の前で直接生じる蛍光Fは、プローブ11内の全反射によってプローブ11の上方の端面12まで、刺激光Aと反対の方向に導かれ、そこから集光レンズ6上に投光され、その後で半球状レンズ3および光学フィルタ5を通して知られた方法でフォトダイオードに導かれる。プローブ11は、例えばガラス、石英、またはプラスチック材料などの、光透過性の材料から形成されることができ、その寸法の小ささおよび形状により、歯肉と歯の基部(base)の間の歯嚢への挿入に特に適合している。

【0023】図3は、図2に示されるハンドピース10のさらなる進展を示し、その実質的な差異は、プローブ11はもはやヘッド部16に硬直して搭載されているのではなく、軸方向に弾性を有するように搭載されていることである。これは、保持突起物15は、ネジ挿入物13の対応する凹部よりも寸法が小さく、この結果として、軸方向に置換されることが可能である、ということにより達せられる。力が印加されていないときにプローブ11の中心位置を獲得するために、保持突起物15の上部および下部にバネ素子18が供せられている。プローブ11の弾性のある搭載は、プローブする力、即ち、調査される歯嚢の中にプローブ11が挿入されるとき

(6)

9

力を、より細かく適合させ、この結果、患者の歯肉を不必要に傷つけてしまうことを避ける可能性を使用者に与える。プローブ11のそれぞれの位置で、出る光と入る光の2種類を効果的に結合することを可能にするために、今回は集光レンズ6とプローブ11の上側との間に可撓性のライトガイド19が用いられている。プローブ11は、一般に単に圧力で載せられているのみであり、中央位置は絶対的に必要ということではないので、示されている搭載の代わりに、保持突起物15の上部に配置された1個のパネ素子が用いられることも可能である。

【0024】図4に示される典型的実施形態において、図3におけるのと同じように、プローブ11は軸方向に弾性を有するように搭載されている。しかしながら、今回は可撓性のライトガイド19は用いられておらず、刺激光Aの光結合は、プローブ11の上部の軸方向におけるヘッド部16内に配置されたミラー20により遂げられる。このために、ハンドピース10のヘッド部16に面する集光レンズ6の前側6aは、平坦であり、刺激光をミラー20へそらせるために、わずかに傾けられている。

【0025】図5から図9までは、プローブ11の形状の異なる可能性を示す。これに関して、それぞれの場合のプローブ11の下方端部が示されており、より正確な上方端部の形状は、ヘッド部16内におけるプローブ11の保持支持部または刺激光Aおよび蛍光Fの伝達手段によって決められる。図5に示されたプローブ11は、下方領域においてわずかに円錐状であり、丸められたプローブ先端17を有する。この先端17から上方へ規則的な間隔で標識21が存在し、プローブ11が歯嚢内に挿入された後に、歯嚢がどれだけ深いか、および、プローブ11が既にどれだけ深く挿入されたかという情報を提供する。標識21は、例えば、プローブ11を完全に取り囲む切れ目あるいは上面に印刷されたまさに輪であることができ、従ってどの方向からも見ることができ

る。【0026】図6(a)の側面図に示されるプローブ11は、先端17に向かって先細(taper)になる楔(ウェッジ, wedge)の形状を有する。図6(b)の前面の図によると、全高さにわたって楔の幅は変わらないままである。同様に図5に示されるプローブ11の場合は、刺激光はプローブ先端17で光結合から分離され、蛍光はプローブ先端17を通過してプローブ11内に戻って結合する。楔形状は、それによって歯嚢へのプローブの挿入を容易にする。上述の高さの標識21はここでも同様に供せられている。

【0027】図7(a)および図7(b)に示されるプローブ11は、先端17に位置する傾けられた面17aを備えた光楔(ライトウェッジ, light wedge)の形状を有し、それを通して、刺激光は軸方向ではなく、それと垂直な方向に光結合から分離される。これ

は、プローブに近い側に配置されている歯領域の表面の診断を可能にする。

【0028】図8および図9によると、プローブ11に対するさらなる形状の可能性が、プローブ先端17の端面において可能に丸められた角を備えた、円錐の先端を切り取られた(truncated)基部(stump)(図8)、あるいは、歯の分岐部(furcation)に到達するための分枝を有する(offset)プローブ先端17を備えたプローブ11(図9)に存在する。

【0029】最後に、まずDE 83 22 850 U1に記載されている歯石除去ユニットを参照して、この発明に係る光学診断装置による、既知の歯科治療ユニットの補足が説明される。それらの機能は、上述の明細書から十分に既に知られているので、ここでは、歯石除去ユニットの最も重要な素子のみが示されている。図10に示されているハンドピース30は、グリップスリーブ(grip sleeve)30の端部の保持された機器先端32が振動するように設けられた、空気的作用で動作可能な振動発生器31を有する。振動発生器31へのエネルギー供給ラインは、ハンドピース30を通過して軸方向に延伸する圧搾空気機構34により形成されている。

【0030】この発明に従って、光学診断装置の素子、即ち、レーザダイオード2、半球状レンズ3、蛍光フィルタ5、およびフォトダイオード7を、ハンドピースの後側領域に配置することができる。刺激光および蛍光を伝達するために、ハンドピース30を通る圧搾空気ライン34内において機器先端32まで軸方向に延伸し、チャンネル35内において治療される歯領域に導かれる端部36まで延伸するライトガイド33が供せられている。この典型的実施形態においては、半球状レンズ3の曲率が、刺激光Aをライトガイド33に結合させるためには十分であるので、追加的な集光レンズは省略されている。説明から推論され得るように、光学診断装置に重要である素子は、空間を省く方法で、ハンドピース30内に収容されることが可能である。

【0031】機器先端32の形状は、図11(a)および図11(b)中に拡大して示されている。ライトガイド33は、先端32の高周波振動によってダメージを受けないように、好ましくは、非常に可撓性であるファイバライトガイドによって形成される。それは、機器先端の延伸された中空空間35を通過して先端の端部36まで延伸し、しかし、治療中に歯-組織領域がダメージを受けることのないように、先端の端部36を越えて突き出ることはない。ここで、機器先端32に延伸するチャンネル35を、追加的に同様に冷却液などを伝達するように用いる可能性が存在する。機器先端32によって治療される歯-組織領域に正確に刺激光Aが導かれること

は重要である。

【0032】歯科装置の全体は、さらに、機器先端32が向けられている歯-組織領域が、う食を有している、または、結石あるいは被膜が積まれているかどうかの情報を提供する指示素子を有し、それにより、その診断の結果に従って使用者は治療処置を行うことができる。光学診断装置による診断の結果に従って、機器先端32による治療が自動的に遂げられるように、制御ユニットにより機器先端32に対する振動発生器31の発動を起こさせることに、他の可能性が存在する。

【0033】最後に、光学診断装置によるさらなる知られた歯科治療ユニットの補足が説明される。以下で議論されるユニットは、例えばDE 197 42 701

A1に詳細に記載されているように、治療される歯-組織領域へ研磨処理剤が導かれる歯科の手で操作する機器である。図12(a)および図12(b)は、本発明に係る治療先端の延伸部を示す。診断装置のさらなる素子の配置は、前述の歯石除去ユニットと同様にして遂げられる。

【0034】この場合の機器先端40は、歯-組織領域へ研磨処理剤が導かれる内部チャンネル41による、カニューレを示す。この場合、研磨液がライトガイド42にもダメージを与え得るので、刺激光Aと蛍光Fの伝達のために用いられるライトガイド42をこのチャンネル41内に配置することは不利となり得る。それゆえに、本件の場合にはライトガイド42は治療先端の外部に配置され、チャンネル41により研磨液が供給される領域に、今度はライトガイド42の端部において光結合から分離される刺激光が正確に導かれる。この例において、同様に、自動制御装置により、あるいは、視覚的または聴覚的表示装置あるいは診察の結果の指示装置により、診断の結果に応じるように、機器の治療機能を調節する可能性がある。

【0035】これらの2つの例は、効果的な光学診断方法によって、既知の治療ユニットを拡張し、従って、極めて多用途な歯科ユニットを形成することは、容易に可能であることを明らかにする。これは、光学診断装置の重要な素子ハンドピースの内部に合体されることが可能であるように寸法を小さく保つことが可能であるという事実の結果として、特に可能になる。もちろん、刺激光を生成する手段および蛍光を評価する手段を独立基礎ユ

*ニット内に收容し、それから、ハンドピースに対する供給管においてライトガイドにより2種類の光を伝達することの可能性もまた存在する。さらに、歯領域の状態に応じて、治療活動を調節することの可能性が存在するので、従って、十分に改善され、より効果的である歯の表面の治療が達成可能である。

【0036】最後に、基本的には、レーザダイオードおよび（もし適用可能なら適切なフィルタを有する）フォトダイオードの配置でさえ、入れ替えることが可能であり、その場合には反射コーティングは、蛍光を反射するように、半球状レンズの後ろ側に実現され得るということもまた、注意されたい。それに対して必要とされるコーティングは、より簡単に製造されることが可能であるという事実により、図面に示された配置がやはり好ましい。

【図面の簡単な説明】

【図1】図1は、歯のう食、プラーク、または細菌の感染を識別するための本発明に従う装置を示す。

【図2】図2は、歯周診断のための歯科ハンドピースにおける本発明に従う装置の合体を示す。

【図3】図3は、弾性があるように軸上に搭載されたプローブを有する図2に示される診断装置のさらなる進展を示す。

【図4】図4は、弾性があるように軸上に搭載されたプローブを有する図2に示される診断装置のさらなる進展を示す。

【図5】図5は、光プローブの典型的実施形態を示す。

【図6】図6は、光プローブの典型的実施形態を示す。

【図7】図7は、光プローブの典型的実施形態を示す。

【図8】図8は、光プローブの典型的実施形態を示す。

【図9】図9は、光プローブの典型的実施形態を示す。

【図10】図10は、歯石除去ユニットにおける光学診断装置の合体を示す。

【図11】図11(a)は図10に示される歯石除去ユニットの機器の先端の構成を示し、図11(b)は機器の先端の拡大表示を示す。

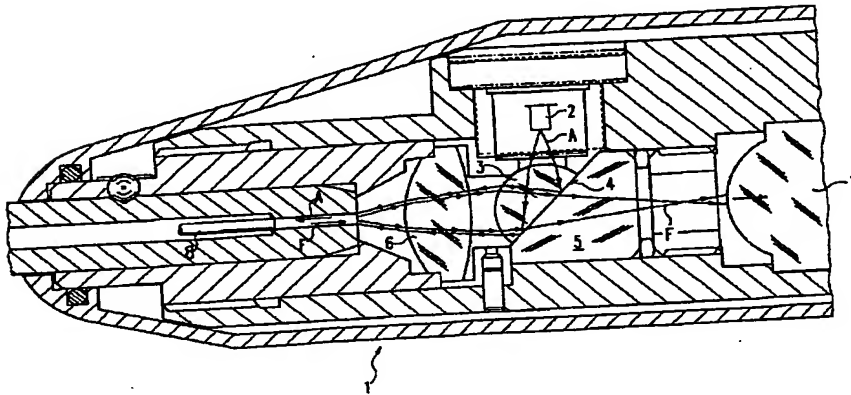
【図12】図12(a)は光学診断装置によって延伸されたさらなる治療ユニットの機器の先端を示し、図12(b)は図12(a)に示された機器の先端の拡大表示を示す。

【図10】

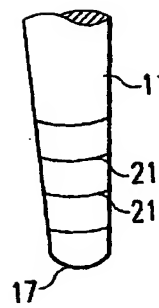


(8)

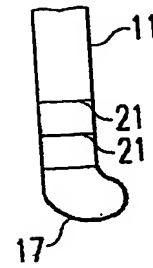
【図1】



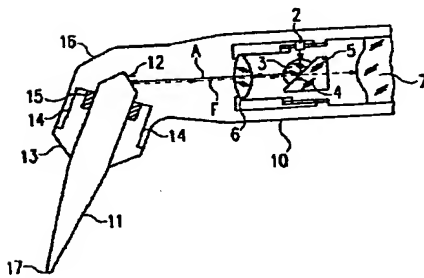
【図5】



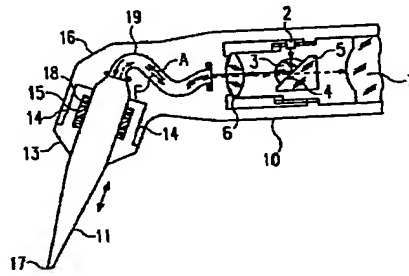
【図9】



【図2】

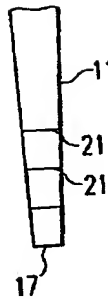


【図3】

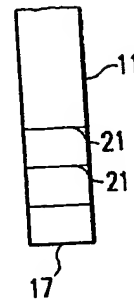


【図6】

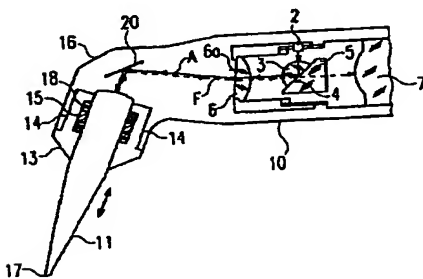
(a)



(b)

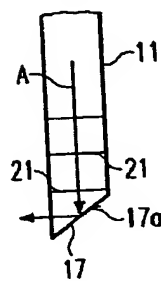


【図4】

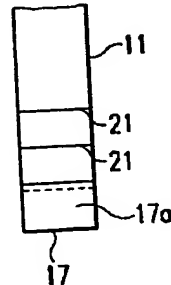


【図7】

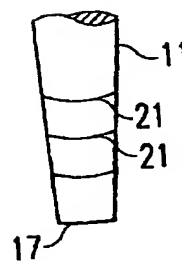
(a)



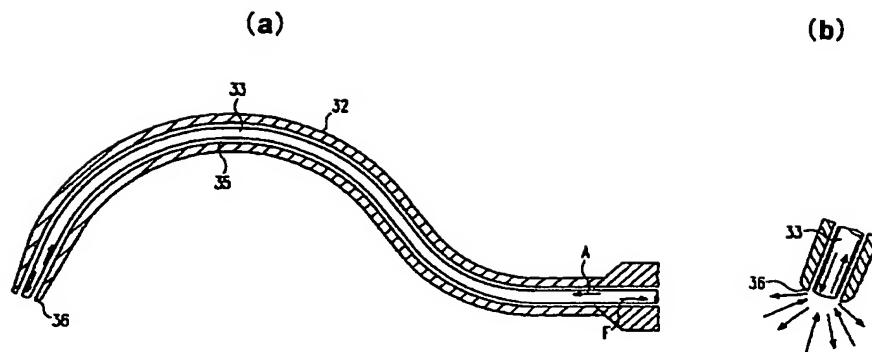
(b)



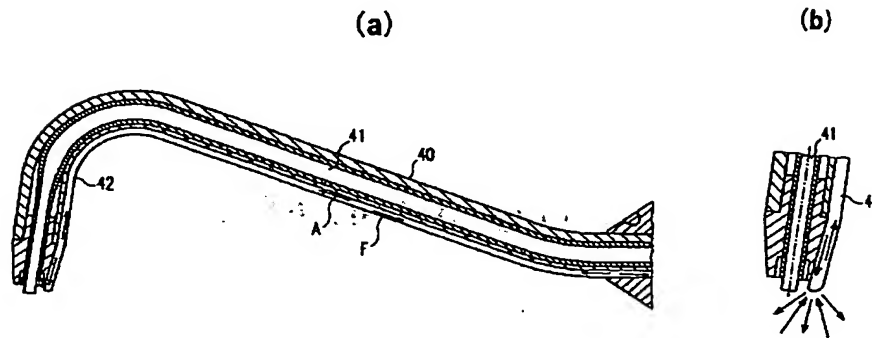
【図8】



【図11】



【図12】



フロントページの続き

(51)Int.Cl.⁷
G 0 1 N 21/64

識別記号

F I
A 6 1 C 19/00

特コード (参考)
Z

(71)出願人 500577585
Bismarckring 39 D-
88400 Biberach/Riss

(72)発明者 アレクサンダー ハック
D-88400, ドイツ連邦共和国, ヴィベラ
ッハ リースエーグ, キーフェルンヴェー
グ 2

THIS PAGE BLANK (USPTO)

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☒ **BLACK BORDERS**
- ☐ **IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**
- ☐ **FADED TEXT OR DRAWING**
- ☐ **BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**
- ☒ **SKewed/SLANTED IMAGES**
- ☒ **COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**
- ☐ **GRAY SCALE DOCUMENTS**
- ☐ **LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**
- ☐ **REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**
- ☐ **OTHER:** _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.

THIS PAGE BLANK (USPTO)